

Method and apparatus for improving vision and the resolution of retinal images

Patent number: JP2001507258T

Publication date: 2001-06-05

Inventor:

Applicant:

Classification:

- **international:** A61B3/103; A61B3/12; A61B3/14; A61B3/15;
G01J9/00; A61B3/103; A61B3/12; A61B3/14;
A61B3/15; G01J9/00; (IPC1-7): A61B3/14; A61F9/007;
G02C7/04

- **european:** A61B3/103; A61B3/12; A61B3/14B; A61B3/15F;
G01J9/00

Application number: JP19980529067T 19971223

Priority number(s): US19960772977 19961223; WO1997US23863
19971223

Also published as:

WO9827863 (A1)
EP0969760 (A1)
US5777719 (A1)
CA2275762 (A1)
CN1184926C (C)

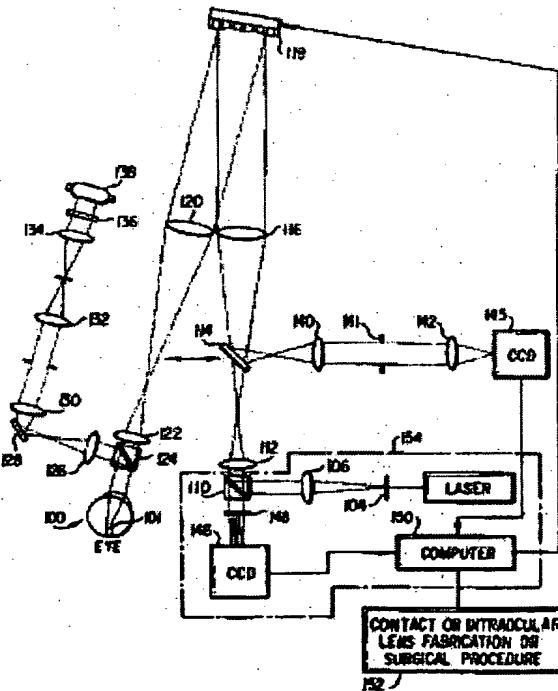
[more >>](#)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for JP2001507258T

Abstract of corresponding document: **US5777719**

A method of and apparatus for improving vision and the resolution of retinal images is described in which a point source produced on the retina of a living eye by a laser beam is reflected from the retina and received at a lenslet array of a Hartmann-Shack wavefront sensor such that each of the lenslets in the lenslet array forms an aerial image of the retinal point source on a CCD camera located adjacent to the lenslet array. The output signal from the CCD camera is acquired by a computer which processes the signal and produces a correction signal which may be used to control a compensating optical or wavefront compensation device such as a deformable mirror. It may also be used to fabricate a contact lens or intraocular lens, or to guide a surgical procedure to correct the aberrations of the eye. Any of these methods could correct aberrations beyond defocus and astigmatism, allowing improved vision and improved imaging of the inside of the eye.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2001-507258

(P2001-507258A)

(43)公表日 平成13年6月5日 (2001.6.5)

(51)Int.Cl.	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B	3/14	A 6 1 B	A
	3/10		K
	3/14		
A 6 1 F	9/007	G 0 2 C	R
G 0 2 C	7/04	A 6 1 B	
		A 6 1 F	5 7 0
		審査請求 未請求	予備審査請求 有 (全 27 頁)

(21)出願番号	特願平10-529067
(86) (22)出願日	平成9年12月23日(1997.12.23)
(85)翻訳文提出日	平成11年6月23日(1999.6.23)
(86)国際出願番号	PCT/US97/23863
(87)国際公開番号	WO98/27863
(87)国際公開日	平成10年7月2日(1998.7.2)
(31)優先権主張番号	08/772,977
(32)優先日	平成8年12月23日(1996.12.23)
(33)優先権主張国	米国(US)

(71)出願人 ユニヴァースティ オブ ロチェスター
アメリカ合衆国 14627 ニューヨーク州
ロチェスター ハイラン ビルディング
518

(72)発明者 ウィリアムズ、デイヴィッド アール.
アメリカ合衆国 14627 ニューヨーク州
ロチェスター ユニヴァースティ オブ
ロチェスター センター フォア ヴィ
ジュアル サイエンス (番地なし)

(74)代理人 弁理士 三好 秀和 (外1名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 視力及び網膜画像解像改善装置

(57)【要約】

視力および網膜画像解像改善装置はレーザビーム(102)により生体眼(100)の網膜(101)上に作られる点光源から成る。網膜から反射されたレーザビームはハルトマン-シャック波面センサ(148)のレンズレット配列が受け取り、各々のレンズレットはレンズレット配列に近接して配置されるCCDカメラ(146)上に網膜点光源の空中画像を形成する。CCDカメラからの出力信号はコンピュータ(150)が受信し、そこで信号を処理して補正信号を発生させ、その補正信号は変形可能な鏡(118)のような補正光学的装置もしくは波面補正装置を制御するために使用される。またコンタクトレンズや眼球内レンズを成形加工するため、もしくは眼の収差補正用の外科手術を導入するためにも使用される。これらの方針はいずれもデフォーカスや乱視以外の収差を補正することが可能であり、その結果視力または眼の内部の画像が改善される。

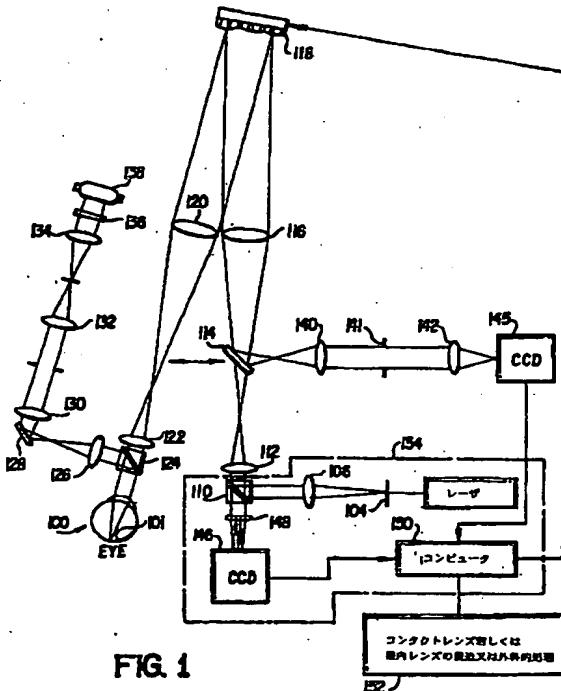


FIG. 1

【特許請求の範囲】

1. 生体眼の波動収差を測定するための波面センサであって、前記波面センサは眼の網膜の反射点光源画像を受信し、

網膜の反射点光源画像を受信して網膜点光源の空中画像を形成するため
にレンズレット配列を形成する多数のレンズレットであって、少なくとも第五段
階の収差用に解像を提供できるように前記レンズレット配列を配列することを特
徴とする多数のレンズレットと、

前記レンズレット配列の多数のレンズレット各々の上に形成した網膜点
光源の空中画像を見るために前記レンズレット配列に近接して配置されるカメラ
と、

カメラからのビデオ出力信号を受信してビデオ出力信号を網膜点光源空
中画像を表すデジタル信号に変換するために接続したデジタルデータプロセッサ
であって、前記デジタルデータプロセッサが変換後のデジタル信号を使用して少
なくとも第五段階方式を含むように眼の波動収差をさらに算出することを特徴と
するデジタルデータプロセッサとから成ることを特徴とする波面センサ。

2. 网膜の反射点光源画像が多数のレンズレットによって受信されるよう予
め通過する偏光子を含む請求項1の波面センサ。

3. デジタルデータプロセッサに接続する補正光学的装置を含み、そのため
デジタルデータプロセッサの制御下において、前記補正光学的装置が眼の波動収
差用の波面補正を提供するように調整されていることを特徴とする請求項1の波
面センサ。

4. 网膜の反射点光源画像が多数のレンズレットによって受信されるよう予
め通過する偏光フィルターを含む請求項3の波面センサ。

5. レンズレット配列が少なくとも第十段階の波動収差までの解像を提供す
ることが可能な請求項1の波面センサ。

6. レンズレット配列が217レンズレットまで具備するハルトマン-シャ
ック波面センサである請求項1の波面センサ。

7. 生体眼の波動収差用波面補正を提供するために少なくとも一つのコンタ

クト及び眼球内レンズの成形加工用にデジタルデータプロセッサから算出した波動収差を受信するように接続されている少なくとも一つのコンタクト及び眼球内レンズの成形加工システムを含む請求項1の波面センサ。

8. 生体眼の波動収差用波面補正を提供するために、生体眼の外科手術用に使用する目的でデジタルデータプロセッサから算出された波動収差を受信するように接続した手術用器具を含む請求項1の波面センサ。

9. 補正光学的装置が変形可能な鏡、液晶装置、超小型鏡、バイモルフ鏡のうちの一つであることを特徴とした請求項3の装置。

10. 生体眼の網膜の反射点光源画像形成手段と、

反射点光源画像を受信して前記点光源画像をそれに相当するデジタル信号へ変換する手段と、

前記デジタル信号を使用し少なくとも第三段階方式を含むように眼の波動収差を算出するデジタルデータプロセッサと、

生体眼の少なくとも第三段階の波動収差用に波面補正を提供するために少なくとも一つのコンタクト及び眼球内レンズの成形加工用に算出した波動収差をデジタルデータプロセッサから受信するように接続した少なくとも一つのコンタクトレンズ及び眼球内レンズの成形加工システムとから成る生体眼の少なくとも第三段階の波動収差補正用コンタクトもしくは眼球内レンズの成形加工用装置。

11. 成形手段が網膜の反射点光源画像の受信用にレンズレット配列を形成する多数のレンズレットから成り、前記レンズレット配列が少なくとも第三段階の収差用の解像を提供可能となるように配列されていることを特徴とする請求項10の装置。

12. 網膜の反射点光源画像が反射点光源画像受信用手段により受信されるよう予め通過する偏光フィルターを含む請求項10の装置。

13. 生体眼の網膜の反射点光源画像を形成する段階と、

前記反射点光源画像を受信して点光源画像をそれに相当するデジタル信

号へ変換する段階と、

前記デジタル信号を使用して少なくとも第三段階方式を含むように眼の波動収差を算出する段階と、

生体眼の少なくとも第三段階の波動収差用に波面補正を提供するために少なくとも一つのコンタクトレンズの成形加工用に算出した波動収差を受信する段階とからなる生体眼の少なくとも第三段階の波動収差を補正するためのコンタクトレンズ成形加工方法。

14. 予め反射点光源画像を受信しながら生体眼の角膜から反射された漂遊光を除去するための反射点光源画像の偏光段階を含む請求項13の方法。

15. 網膜の反射点光源画像の受信用にレンズレット配列を形成する多数のレンズレットを提供し、前記レンズレット配列を少なくとも第五段階の収差用解像を提供することができるよう配列する段階と、

レンズレット配列の多数の各レンズレット上に形成される網膜点光源の空中画像を受信してそれに代わる信号を発信する段階と、

前記信号を網膜点光源空中画像の代わりにデジタル信号へ変換し、変換後のデジタル信号を使用して少なくとも第五段階方式を含むように眼の波動収差を算出する段階とからなる眼の網膜の反射点光源画像を受信する波面センサを使用する生体眼の波動収差測定方法。

16. 予め多数のレンズレットが反射点光源画像を受信しながら生体眼の角膜から反射された漂遊光を除去するための反射点光源画像偏光段階を含む請求項15の方法。

17. 網膜の反射点光源画像の受信用にレンズレット配列を形成する多数のレンズレットを提供し、前記レンズレット配列を少なくとも第五段階の収差用解像を提供することができる配列する段階と、

レンズレット配列の多数の各レンズレット上に形成される網膜点光源の空中画像を受信してその代わり

に信号を発信する段階と、

前記信号を網膜点光源空中画像の代わりにデジタル信号へ変換し、変換後のデジタル信号を使用して少なくとも第三段階方式を含むように眼の波動収差を算出する段階と、

算出した生体眼の少なくとも第三段階の波動収差を使用して生体眼の波動収差用波面補正を提供するために補正光学的装置を調整する段階とからなる眼の網膜の反射点光源画像を受信する波面センサを使用する生体眼の波動収差測定方法。

18. 生体眼の網膜の反射点光源画像形成手段と、

反射点光源画像を受信して前記点光源画像をそれに相当するデジタル信号に変換する手段と、

前記デジタル信号を使用して少なくとも第三段階の波動収差を算出するデジタルデータプロセッサと、

網膜ディスク画像の作成用に生体眼の網膜ディスクを照射する手段と、

前記網膜ディスク画像反射用の補正光学的装置であって、波動収差用の波面補正が生体眼用に提供されるように算出した波動収差を使用して調整されていることを特徴とする補正光学的装置と、

前記補正光学的装置による反射後の反射網膜ディスクの画像提供手段とから成る生体眼の網膜の高解像画像形成装置。

19. 補正光学的装置が変形可能な鏡、液晶装置、超小型鏡、バイモルフ鏡のうちの一つであることを特徴とした請求項18の装置。

20. 網膜の反射点光源画像が多数のレンズレットによって受信されるよう予め通過する偏光子を含む請求項18の装置。

21. 成形手段が網膜の反射点光源画像の受信用としてレンズレット配列を形成する多数のレンズレットから成り、前記レンズレット配列が少なくとも第三段階の収差用の解像を提供することができるように配列されていることを特徴とする請求項18の装置。

22. 生体眼の波動収差測定用の波面センサを含む光学的器具であって、前記波面センサが眼の網膜の反射点光源画像を受信し、

網膜の反射点光源画像を受信して網膜点光源の空中画像を形成するため
にレンズレット配列を形成する多数のレンズレットであって、少なくとも第五段
階の収差用に解像を提供できるように前記レンズレット配列を配列することを特
徴とする多数のレンズレットと、

前記レンズレット配列の多数の各レンズレット上に形成された網膜点光
源の空中画像を見るために前記

レンズレット配列に近接して配置されるカメラと、

カメラからのビデオ出力信号を受信してビデオ出力信号を網膜点光源空
中画像を表すデジタル信号に変換するために接続したデジタルデータプロセッサ
であって、前記デジタルデータプロセッサが変換後のデジタル信号を使用して少
なくとも第三段階方式を含むように眼の波動収差をさらに算出し、生体眼に前記
光学器具を利用すると結果的に視力が改善されることを特徴とするデジタルデータ
プロセッサとから成ることを特徴とする光学的器具。

23. 生体眼の網膜の反射点光源画像形成段階と、

前記反射点光源画像を受信して点光源画像をそれに相当するデジタル信
号へ変換する段階と、

前記デジタル信号を使用して少なくとも第三段階の眼の波動収差を算出
する段階と、

網膜ディスク画像形成用に生体眼の網膜ディスクを照射する段階と、

補正光学的装置上に網膜ディスク画像を反射する段階であって、波動収
差用波面補正が生体眼用に提供されるように前記補正光学装置を調整することを
特徴とする段階とから成る生体眼の網膜の高解像画像形成方法。

24. 予め反射点光源画像を受信しながら生体眼の角膜から反射された漂遊光
を除去するための反射点光源画

像偏光段階を含む請求項23の方法。

25. 生体眼の少なくとも第三段階の波動収差測定手段及びそれに代わる補正
信号発生手段と、

網膜画像反射用及び補正信号受信用の補正光学的装置であって、少なくとも第三段階の波動収差用に波面補正が生体眼用に提供されるよう補正信号を用して調整されることを特徴とする補正光学的装置と、

補正光学的装置による反射後の網膜の高解像画像提供手段とから成る生体眼の網膜の高解像画像形成装置。

26. 生体眼の網膜の反射点光源画像形成手段と、

反射点光源画像の受信手段及び点光源画像をそれに相当するデジタル信号へ変換する手段と、

デジタル信号を使用して眼の波動収差を算出するためのデジタルデータプロセッサと、

レーザビーム光源制御手段であって、生体眼の波動収差用の波面補正を提供するために網膜上のレーザビーム光源からレーザの影響を制御する目的でデジタルデータプロセッサから算出した波動収差を受信するよう接続したことを特徴とする手段とから成る波動収差補正用に生体眼の網膜上で施術する外科手術用装置。

27. 成形手段が網膜の反射点光源画像受信用にレン

ズレット配列を形成する多数のレンズレットから成ることを特徴とする請求項26の装置。

28. 網膜の反射点光源画像が反射点光源画像の受信用手段により受信されるよう予め通過する偏光フィルターを含む請求項26の装置。

【発明の詳細な説明】

視力及び網膜画像解像改善装置

発明の背景

本発明は視力及び網膜画像の解像を改善する方法およびその装置に関する。さらに特定すると、本発明は眼の波動収差を測定しつつ補正する方法およびその装置に関し、これにより眼の光学的特性の改善用に補正光学的要素を開発するために測定データを利用することができる。

眼鏡やコンタクトレンズのデザインについてはかなり進歩しているにもかかわらず、現在の眼病用レンズが補正できるのはいまだにデフォーカスや乱視ぐらいのものである。眼鏡やコンタクトレンズは球面収差、コマ、多数の変則収差のような補正されていないその他の収差を放置している。こうした眼の高度な収差は網膜上に形成された画像をぼけさせるだけでなく、視力を損ない、人間の生体網膜から送られる画像をもぼけさせる。これまで眼のデフォーカスや乱視以外の収差を補正する特別設計の光学的要素の使用を妨げる二つの障害があった。第一に、眼の変則収差の量的測定が不可能であった。第二に、デフォーカスや乱視以外の眼の単色収差を補正する仕組みが立証されていなかった。

検眼士や対物自動屈折レンズの主観的屈折方法ではデフォーカスや乱視しか測定されない。これらのことでは

眼の完全な波動収差を測定することはできず、これには従来の眼鏡では補正されずに放置されている全ての収差が含まれる。『Journal of the Optical Society of America A』第1号987頁～992頁(1984年)にWalshらによって開示されている対物収差鏡(objective aberroscope)は瞳孔全体の同時波動収差測定方法を提供しているが、約0・9mmより細かい間隔で瞳孔をサンプルリングすることはできない(『Optometry and Vision Science』第68号574頁～583頁(1991年)に記載のCharmann参照)。また、この方法では波動収差の迅速な自動コンピュータ操作は立証されていない。

近年、本発明の共同発明者の一人が他者と共同で眼の波動収差を測定する装置を開発した。『Journal of the Optical Society of America A』第11号第7

卷1頁～9頁(1994年7月)にLiangらによる『ハルトマン-シャック波面センサを使用した人間の眼の波動収差の対物測定方法』と題したレポートには、以下に具体的に開示するように、著者たちは網膜の中心窩上に集められた光ビームの網膜反射によって生まれる眼から出る波面を感知することにより、人間の眼の波動収差を測定するために使用したハルトマン-シャック波面センサを開示している。そこに開示されるシステムを使用すると、著者たちは第4段階の多項式機能までであれば測定することができた。第4段階までの多項式と一致する波面が眼

の収差を完全に説明しているわけではない。そのような説明では眼に対する光学的な作業を正確にコンピュータ化するには一般に不十分である。この装置はレンズや眼の角膜のようなその他の表面から反射される不要な光を除去するために装備されてはいない。

共焦点式レーザ検眼鏡の軸解像を改善する目的でデフォーカスや乱視以外の眼の単色収差を補正する先行例もある。『Vision Science and its Applications, Technical Digest Series(1994年)』第2号(Optical Society of America, Washington, D.C)134頁～137頁(1994年)において、Bartschらは角膜の第一表面で屈折をゼロにするために基部コンタクトレンズを使用した。しかしその方法には眼の波動収差は眼の光学素子のいたるところでさまざまな屈折率の複合効果に左右されるという基本的な問題がある。あるいはそれが原因なのか、共焦点式レーザ検眼鏡の軸解像を増やすために基部コンタクトレンズを使用する試みではわずかな改善しか認められなかった。

その他の研究方法としては、地面設置型望遠鏡での大気の乱れを十分に補正する装置、変形可能な鏡の使用が挙げられる。これまでにも変形可能な鏡は、米国特許番号第4838679号のBillieにより、人間の眼と関連して共焦点式レーザ検眼鏡で使用することが提唱されているが、眼の波動収差を測定する方法は提唱も開示もされていない。『Applied Optics』第28号804頁

の使用のみを立証しているが、眼の乱視を補正するにとどまり、従来の眼用レンズによって提供される補正以上のものではない。第二段階よりも高度な単色収差を補正する光学的要素の使用は未だ達成されていない。これら両システムにおいて、眼の高度な段階の収差を測定する適切な方法は開示されていない。『Noninvasive Diagnostic Techniques in Ophthalmology, Masters, B,R, Springer-Verlag編』528頁～547頁(1990年)においてBillieらは変形可能な鏡に関連して波面センサの使用を提唱しているが、作業システムは全く開示もしくは実現されていない。

発明の概要及び目的

前述のとおり、高解像網膜画像と同様に、最近利用可能な物以上に視力の改善と平均以上の視力を提供する眼用の光学的要素の製造方法およびその装置の必要性が従来より存在することは明白である。それゆえに、本発明の主たる目的は眼の高度な段階の収差を正確に測定し、あつらえた光学的要素によりそれら収差を補正するためにそのような測定データを使用する方法および装置を提供することにある。

また本発明の目的は、網膜以外の構造から反射光を除去し、眼の収差を完璧に測定することが可能な改良型波面センサを提供することにある。

本発明のさらなる目的は、被検者が通常もしくは平均以上の視力を得られるよう、フィードバック方式において波動収差を補正する変形可能な鏡に関連してこのような改良型波面センサを利用することにある。

また本発明の主たる目的は、顕微鏡的構造の画像を人間の網膜内の単一細胞の大きさにする高解像網膜画像の製造方法および装置を提供することにある。

簡単に述べると、本発明のこれらおよびその他の目的は眼の網膜から反射される光を受け取るシステムを提供することにより達成される。瞳孔面の波面はハルトマン-シャック波面センサのレンズレット配列面で再形成される。レンズレット配列内の各レンズレットはレンズレット配列に近接して配置されるCCDカメラ上で網膜の点光源の空中画像を形成するために使用される。眼の波動収差はレーザビームによって網膜上に作り出される点光源の形で、各レンズレットでの波

面の局部傾斜に比例する量によって各点を置換する。デジタルCCDカメラからの出力はコンピュータに送られ、コンピュータが波動収差を計算して変形可能な鏡へ信号を提供する。この手順を繰り返すと、変形可能な鏡は最初に測定された波動収差の幅は半分ではあるが同一の形状を得る。この変形は平面波内部で歪んだ波面を平面にするためには適切であり、画像品質を改善する。

この方法では、本発明のシステムはコンピュータを使用して上記の通りCCD画像を得る。次にコンピュータ

は波面センサの各レンズレットによって形成される点の図心を算出する。 x および y 方向での各焦点のずれを計算し、最小2乗手順を使用して、65のゼルニケ多項式の第一導関数の合計と一致させ、各多項式用の加重を算出するための傾斜データとして使用する。

そしてゼルニケ多項式は算出した係数により加重される。適合した波面における65の多項式はピストン・ターム以外に10以下もしくは同等の放射状の力をもつ全ゼルニケ方式を含む。

加重されたゼルニケ多項式はその後合算し、その結果復元された波動収差となる。そして上述のように、コンピュータによって波面補正装置や変形可能な鏡へ送られる補正信号を発生させるために、波動収差の数値は変形可能な鏡のアクチュエータの位置で算出される。こうしたフィードバック環状回路は適切な補正信号をフィードバックしながら復元された波動収差信号のRMSが漸近値に到達するまで復元された波動収差結果を受信し続け、その時点では、眼の検出された収差を全て補正するように変形可能な鏡は変形されている。

復元された波動収差信号が漸近値に到達すると、最終収差信号（RMSエラーが漸近値に到達するまでに発生した全信号を含む）は人間の眼の全ての単色収差用もしくは手術上の手順用に補正するコンタクトレンズを製造するために使用することができる。

本発明は網膜の高解像画像を提供するために使用する

ことも可能である。こうした画像を作り出す本システムではクリプトン・フラッ

シュランプを使用しており、このランプは網膜の反射画像が第二CCDカメラ上に集められるように変形可能な鏡によって反射網膜画像をレンズ上および開口部を通過して提供することを目的として網膜ディスクを照射するよう設計されている。カメラから発生する信号は第一CCDカメラに関連して上述の方法と同様の方法で得られ、後でコンピュータに使用するために記憶される。

以下に明示される本発明のこれらおよびその他の目的、利益、特徴とともに、以下に続く発明の詳細な説明、クレーム、添付の図面により本発明の本質はさらに明確に理解される。

図面の簡単な説明

図1は、本発明のシステムを表す略線図である。

図2は、図1に示す装置を使用して、コンタクトレンズの成形加工用にもしくは網膜画像の提供用に使用される本発明用の方法を表すフローチャート線図である。

図3a～図3dは、それぞれ本発明のシステムを使用して適応補正前後における波動収差および関連する点分散機能を示す。

図4は、適応補正前後の眼の波動収差のゼルニケ分解を示しており、本発明によって第二段階の収差（デフォーカス及び乱視）だけでなく高度な収差をも補正するこ

とが可能であることを表している。

本実施例の詳細な説明

略線図で表される図1について述べると、ここでは視力を回復させると同時に眼の高分解能の網膜画像(highresolution retinal images)を提供するために使用可能な本発明の装置を示している。図1に示すように、本発明の装置は、ハルトマン-シャック波面センサを使用して眼の収差を測定し、変形可能な鏡(deformable mirror)のような補正用光学部材を使用して閉フィードバック環状回路内で補正する。

眼の波動収差(wave aberration)を測定するために、レーザ102によって網膜上に点光源が設けられる。レーザ102からの光は、(不図の)シャッターに

より制御される。レーザ光は、空間フィルター104を通過し、無彩二重レンズ106により平行光とされる。平行光となったレーザビームは、偏光ビームスプリッター110により反射され、レンズ112、116を通過し、変形可能な鏡118上に投射される。変形可能な鏡118から反射されたレーザビームは、レンズ120によって集束され、レンズ122と第二ビームスプリッター124を通過し、約1・5 mmの直径で眼100の瞳孔に到達する。眼100のレンズは、網膜101上にレーザビームの焦点を結ばせる。被験眼の近視や遠視は、レンズ120に対する眼100及びレンズ122の移動により矯正

する。

網膜101から反射された光は、瞳孔で歪んだ波面を形成し、レンズ1-2-2、120によって変形可能な鏡118の鏡面に再形成され、また、レンズ116、112によりハルトマン-シャック波面センサ148のレンズレット配列(lenslet array)の平面において再形成される。瞳孔は、レンズレット148の二次元配列と共役である。レンズレット配列148内の各レンズレットは、CCDカメラ146上に、網膜の点光源の空中画像を形成する。CCDカメラ146は、デジタル化された画像をコンピュータ150へ送り、RAM内または磁気その他の記憶媒体上に記憶する。

収差は、各レンズレットにおける波面の局部的な傾斜に比例した量だけ、各点を移動させる。波面の傾斜は、収差のない公知のレファレンスと比較した、これらの点を変位から測定することができる。波面センサ154は、拡大した瞳孔の一方から反対側までの217の位置においてXおよびYの両方向について同時に局部傾斜を測定する。波動収差は、傾斜の配列から以下に述べる通りに復元される。

波面センサ154の一部を形成するビーム分散器110は、眼100の角膜の第一の表面、及び、レンズ112、116、120、122といったその他の光学要素から反射される不要な光を除去するために偏光ビームスプリッターとすることが好ましい。このような光は、除

去されなければ、波面センサ154の作動を妨げ、波動収差の測定に関する自動処理をより困難にすることとなる。

本発明の波面センサ154は、眼の瞳孔内における多数のサンプルを使用するため、眼の収差を、部分的に可能であった以前のものと比べ、より完璧に測定する。本発明の装置を使用することにより、眼100には、眼鏡やコンタクトレンズでは矯正されない複雑な収差があること、及び、瞳孔が大きい場合に、このような収差が重大になるということがわかった。5段階(order 5)それ以上の収差でさえ、これは本発明に係る波面センサ154が初めて測定したものであるが、眼の光学的な質に重大な影響を及ぼす。さらに、より高いオーダーの収差は、時間に関し安定している。このような安定性は重要である。なぜならば、このような安定性は、カスタムメードのコンタクトレンズのような、スタティックな光学的矯正手段を用いて収差を矯正することができることを示しているからである。

上述のように一旦波動収差を測定すると、その収差は、瞳孔内の異なる点において光の位相を制御することができる、眼100の瞳孔と共にデバイスにより補正される。図2との関連でさらに詳しく述べるように、コンピュータ150a h、ソフトウェア制御の下で、変形可能な鏡118へフィードバックされる矯正信号を発信する。Xinetics社のno. RX-170407

-C型として入手可能である変形可能な鏡118は、眼100の瞳孔と共に、眼の波動収差を補正するために変形される。変形可能な鏡118は、アルミをかぶせたガラス性の鏡板を有し、この鏡板は、その裏面に方形の配列(square array)に取り付けられた37のアクチュエータを備えている。変形可能な鏡118としては、液晶装置、マイクロマシンによる鏡、バイモルフ鏡、その他の適当な装置を利用することができる。

図1の装置は、以下のように使用する。コンピュータ150は、レーザ102から発生するレーザビームの進路を開けることで、測定プロセスを開始する。網膜101から戻った光は、波動収差を測定するために使用される。ハルトマン-シャック波面センサ148が眼の波動収差の測定値を与え、この測定値により変形可能な鏡118が収差矯正するように駆動される。この過程は、測定された波

動収差における誤差のRMS（その他の基準を用いることもできる）が漸近値に到達するまで、変形可能な鏡118が変形を継続するように、コンピュータ150が適当な信号を送ることで繰り返される。誤差のRMSが漸近値に到達したとき、変形可能な鏡118は、眼の収差を補正する波面を与える適切な形状を有する。

その時点で、コンピュータ150によって発生する最終の矯正信号をコンタクトレンズ製造システム152に与えることも可能である。コンタクトレンズ製造システム152は、変形可能な鏡118の波面補正特性の複製

であるコンタクトレンズの製造に使用される。当業者にとって明らかであるように、このようなコンタクトレンズは、補正を行う目的の各々についてカスタムグラウンド(custom ground)される。

次に図2に移ると、CCD装置146から得られるデータを利用するためにはコンピュータ150内のソフトウェア・レジデント(software resident)により実施される段階がフローチャート図の形式で表されている。第1ステップでは、コンピュータ150がCCDカメラからデジタル画像を取得する。各画像は、12ビットの512ピクセル×512ピクセルから成る。次に、第2ステップでは、コンピュータ150が、波面センサの各レンズレットにより形成された点の中心を算出する。各点の中心は、その位置を特徴付ける。レファレンス・パターンにおける点の位置と、眼から得られたパターンにおける対応する点の位置とを比較することにより、XおよびYの両方向について各焦点におけるシフトを計算することができる。

次に、第3ステップでは、各項の重みを決定するのに最小二乗処理を用いて傾斜データが65のゼルニケ多項式の1次微分の合計に合わせられる。これは、上述の文献内でLang等により議論された方法と類似しているが、彼らの方法では第4のオーダーを越える多項式は含まれていない。

次に、第4ステップでは、第3段階で算出された係数を用いてゼルニケ多項式に重みづけがなされる。波面フィット(waveform fit)における65の多項式は、

ピストン・ターム(piston term)を除く、10以下又は同等の放射方向の力をもつ全ゼルニケモードが含まれる。一次のゼルニケモードは、線形項である。二次のモードは、二次項(quadratic term)であり、一般の収差、デフォーカス(defocus)、非点収差に対応する。三次のモードは、キューピック項(cubic term)であり、コマ(coma)及びコマ状収差に相当する。4次のモードは、他の方式と同様に球面収差を含んでいる。5次から10次のモードは、より高次一の変則収差である。瞳孔内の波面の局所的な変則は、これらのより高次のゼルニケモードによって表される。

再現された波動収差を得るために、重みづけされたゼルニケ多項式は、第5ステップにおいて、互いに足される。波動収差は、第6ステップで矯正信号を発生するために、変形可能な鏡118のアクチュエータの位置において評価される。次に波動収差は、コンピュータ150により波面補正装置へ送られる。波面補正装置は、図1に示すように、変形可能な鏡118であることが好ましい。フィードバックループは、再現された波動収差結果を受け続け、再現された波動収差信号における誤差のRMSが漸近値に達するまで、適切な矯正信号をフィードバックする。再現された波動収差信号における誤差のR

M Sが漸近値に達したとき、変形可能な鏡118は、これを通して目で見ると、眼100の発見された収差が全て補正されるように変形されている。

当業者に公知であるように、眼鏡及びコンタクトレンズは、視力を矯正するのに用いることができるが、それらは単に眼のデフォーカスや時には乱視を補正するだけである。通常の眼であっても、一般の眼鏡やコンタクトレンズでは補正できない他の収差がある。本発明の波面センサ154は、それらの収差を自動的に測定することができる。このように、図1の適応光学素子システム(adaptive optics system)を使用すると、デフォーカスや乱視だけでなく人間の眼の単色収差を補正することができる。つまり、図1の適応光学素子システムは、視力を回復させるとともに網膜の画像をより明確にするという人間の眼にとって前例のない光学的特性を提供する。

図3aから図3dは、波面センサから得られたデータのグラフである。このデー

タは、本発明の適応光学素子システムが、眼の収差の補正に成功していることを表している。図3a、図3bは、一の被検者について、それぞれ、本発明を使用して適応補正を行わなかった場合と適応補正を行った場合の瞳孔位置と波面エラー(wavefront error)との関係を表している。4人の被検者について測定を行った試験において、適応補正は、6mmの瞳孔の全面における波面エラーの最小値に対する最大値を4分の1に減らす。

図3c、図3dは、それぞれ、適応補正を行わなかった場合と適応補正を行った場合における波動収差から算出した点分布関数(PFS)を表している。適応補正是、PFSの最大強度に比例するStrehl比率を0.09から0.47へ増大させている。測定した4つの眼すべてについて平均の増加は、0.06から0.23であり、約4目盛(fold)である。補正後において、図示した対象のPFSは、半値における全幅(FWHH)が2.0ミクロンであり、回折のみから予想される1.9ミクロンの値に近かった。本発明は、人間の眼にこれまでに施された最高の光学的特性があると確信されている装置を提供する。

図4は、4つの眼について平均した、波動収差の各ゼルニケ次数に関する波面エラーのRMSのグラフである。第5次までのゼルニケ次数に関し、波面エラーのRMSは、適応補正により減少している。眼鏡、コンタクトレンズ、及び眼の収差を補正する変形可能な鏡を使用するというある先行例は、単に第2次の収差(デフォーカスと乱視)を補正しただけであった。

一旦矯正が達成されると、本発明の装置を使用することで、被検者が変形可能な鏡118を介して視覚画像を見れば、被検者に平均以上の網膜画像特性を与えることができる。細かい格子に対する比感度(contrast sensitivity)で測定した場合に、本発明の装置を介して見た個々人に関し、視力における6目盛りの回復が達成されている。個々人は、適応光学素子(adaptive optics)を使用せ

ずに通常の状態で見た場合の解像度の限界を越える非常に高い頻度の格子を適応光学素子システムを介して見ることができる。

また、一旦矯正が達成されると、図1に示す本発明の装置は、網膜101の高

解像画像を提供するのに利用することもできる。ビーム分散器124を通過した後、レンズ134、132、130、120によって眼の瞳孔上にクリプトン・フラッシュランプ(Krypton flash lamp)138が投影される。ランプ138は、4 msecの閃光を発し、これにより、径が1度の網膜101上に網膜ディスク(retinal disk)を照射する。狭い帯域の干渉フィルター136がランプ138のスペクトル出力を形成する。

網膜101の画像は、ビーム分散器124、レンズ122、120を通過し、眼の収差を補正するように形づくられている変形可能な鏡118によって反射され、レンズ116を通過する。次に、光は、鏡114によってレンズ140上に反射され、開口部141を通過する。反射された画像は、レンズ142によってCCD装置145上に結像される。CCDカメラ145によって捕らえられた光に対応する電気的信号は、CCDカメラ146からデータを受け取る光取得システム(light acquisition system)に類似する方法で取得され、その後コンピュータ150内で後に使用するために記憶されることであってもよい。次に、画像は、コンピュータ150に接続される。

表示されたモニター(図示せず)上に表示することであってもよく、および/又はコンピュータ150に接続された適当な印刷装置(図示せず)へ送られることであってもよい。

本発明の装置を使用し、生きている人間の網膜内の単一細胞が初めて一般的に解像された。本発明の適応光学素子システムは、顕微鏡的な空間スケールで、通常の及び病理学的な生きている人間の網膜を研究するための非侵入の技術を提供する。基部画像(fundus imaging)の横方向解像度の理論上の限界は、拡張した瞳孔の直径に比例する。もし、適応補正が例えば8 mmの瞳孔用として完成していれば、横方向解像度は、最近入手可能な基部カメラに使用される代表的な直径2.5 mmの瞳孔用の3・2倍に増大するだろう。

網膜を光学的に詳細に分割するのに重要な軸方向解像度は、瞳孔の直径の2乗に比例して向上する。それゆえ8 mmの瞳孔にわたっての完全な適応補正は、理論的には、2.5 mmの出口瞳孔を備えた機械より、共焦点検眼共の軸方向解像

度を10倍以上向上させることができ得る。深さ方向のPFSの半値幅(FWHH)は27ミクロンであり、光学的干渉性断層撮影法のそれに近づいているが、光学的干渉性断層撮影法単独では可能とはならない高横方向解像度という付加的な利点を備えている。

本発明の装置の成功は、レーザー屈折手術のように、眼の光学素子を再形成したり、またコンタクトレンズや

眼内レンズのようなカスタムメードの光学的要素を成形加工することにより、視力を回復させるために使用可能であることを確立する。図1および図2に示すように、最終的な矯正信号は、コンタクトレンズや眼球内レンズの成形加工システム、または変形可能な鏡1-1-8に代わるレーザー屈折手術方法1-5-2に対し提供することが可能である。当業者に明らかに、このようなコンタクトレンズ、眼球内レンズ、または手術上の矯正は、補正しようとする各々の目について特別注文に応じて作る。デフォーカスや乱視以外のその他の収差も開ループまたは閉ループシステムによって補正することが可能である。

ここに述べた本発明により、人間の眼の収差を、これら収差を補正することができる証明された方法を組み合わせて、初めて完全に解説することができる。本発明の出願申請は4段階(four-fold)である。第一に、本発明は、肉眼の収差をより正確な測定方法を提供するために利用することができる。第二に、本発明は、あつらえの眼鏡、あつらえのコンタクトレンズ、手術上の手順のように、眼の収差を補正する種々の技術利益を評価するために利用することができる。第三に、本発明は望遠鏡、双眼鏡、あつらえの眼鏡、あつらえのコンタクトレンズのような光学的器具や、光屈折角膜切除術(PRK)のような手術上の手順をもって視力を回復するために使用することができる。第四に、本発明は生きている網膜の軸および横断解像を改善するために利用することができる。従来技術

では、最近の基部カメラは眼の収差によりその解像が制限されるという問題を抱えているが、検眼鏡が発明されて以来以前としてその限界は残っているのである。

ここでは特に一実施例のみを例示して説明しているが、上記の教示に鑑み、本発明の意図や主たる目的に外れない本願クレームの範囲内においては本発明の改良および変形は多数実施可能である。

【図1】

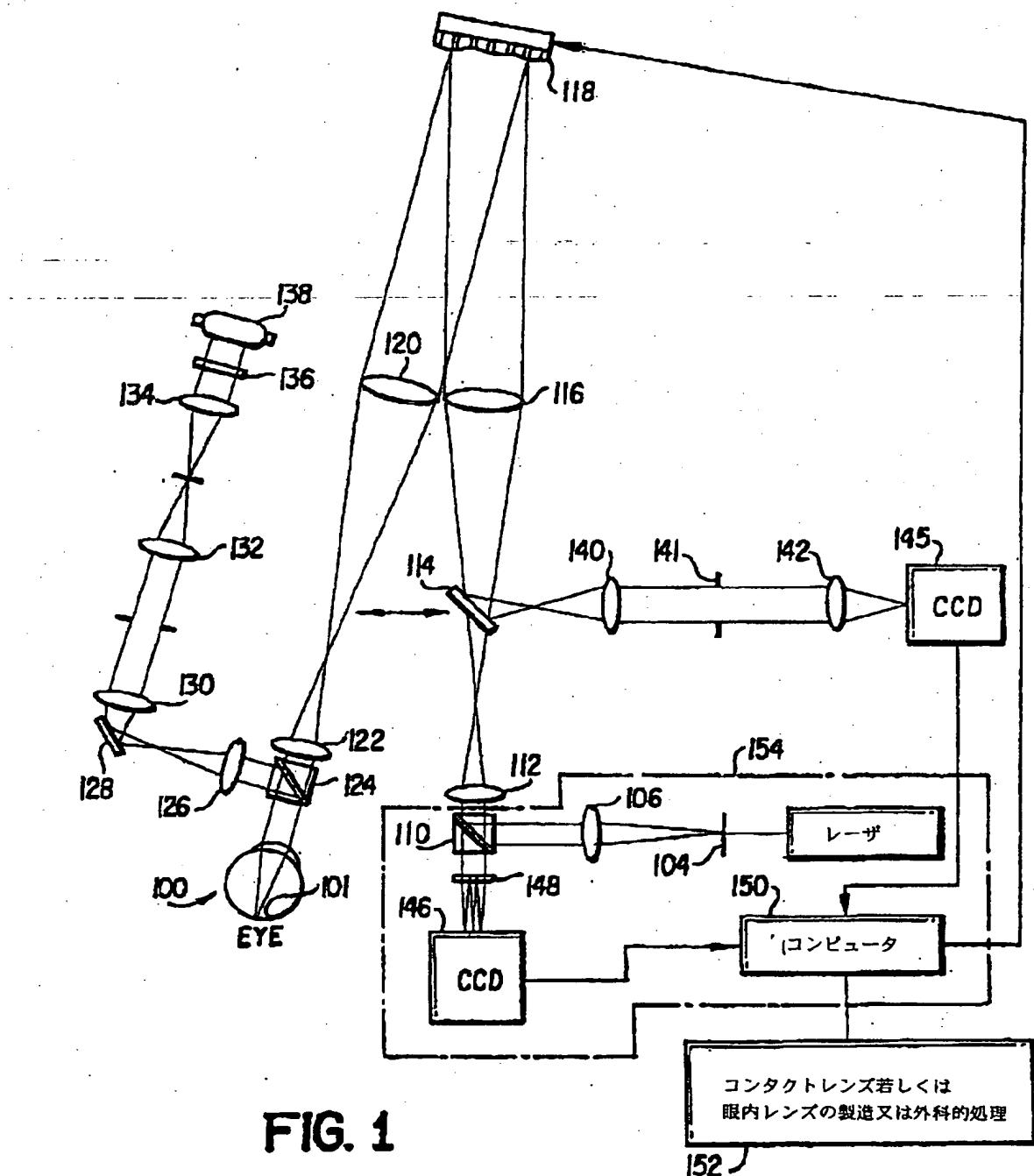
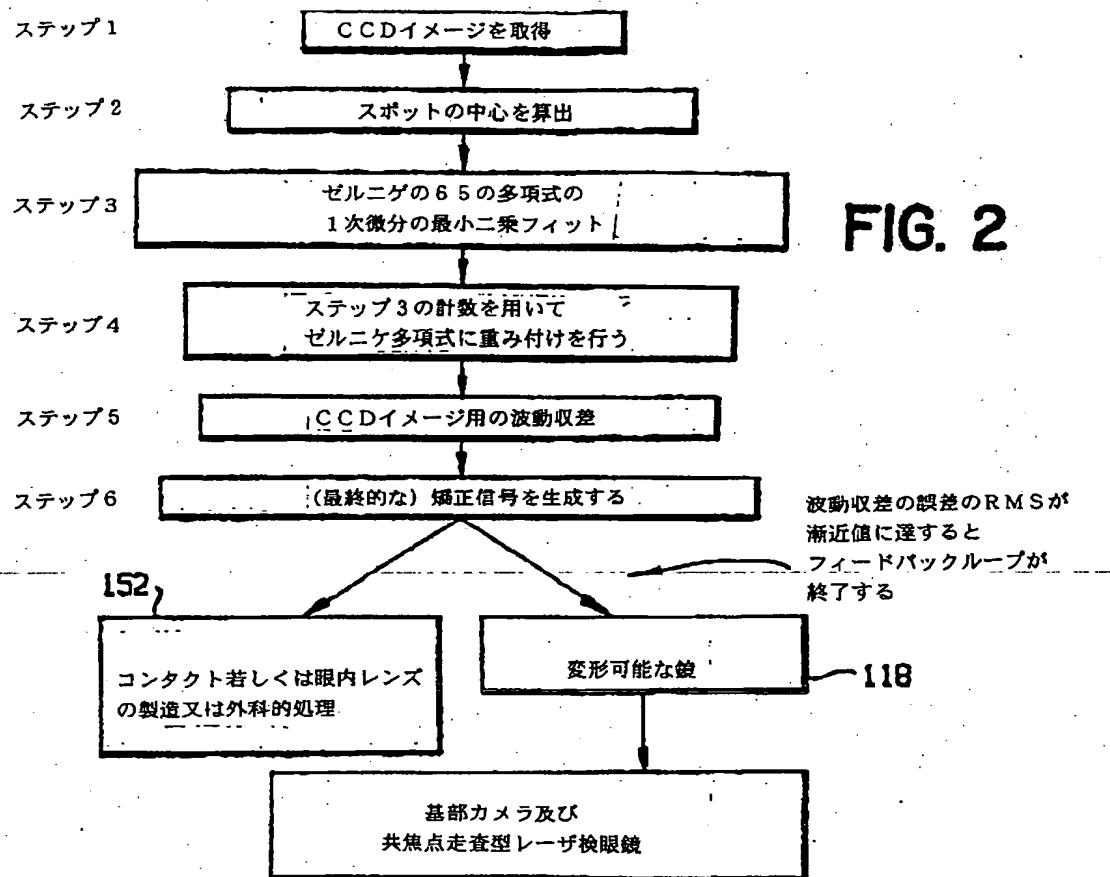


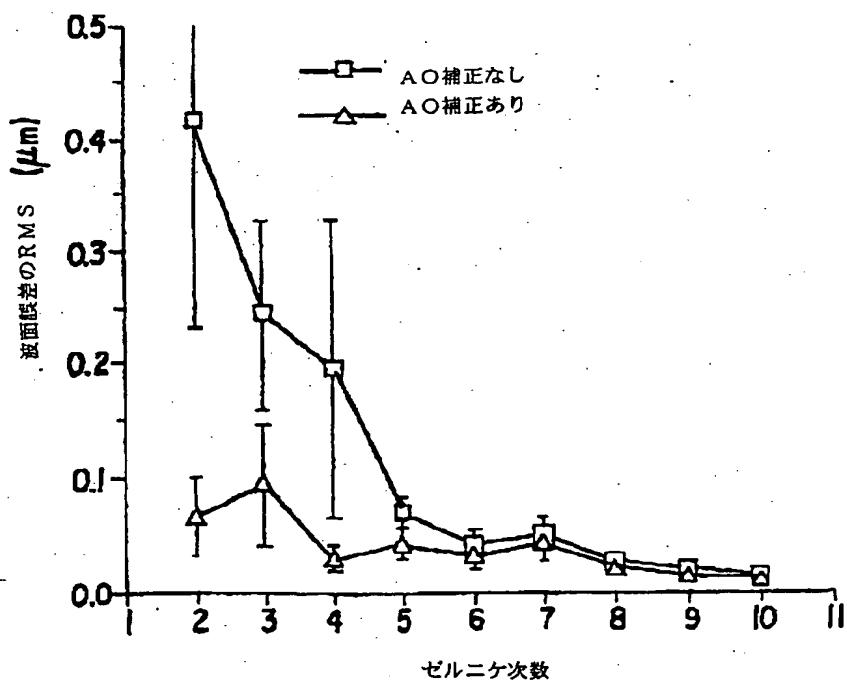
FIG. 1

【図2】



【図4】

FIG. 4



[図3]

FIG. 3b

補正あり

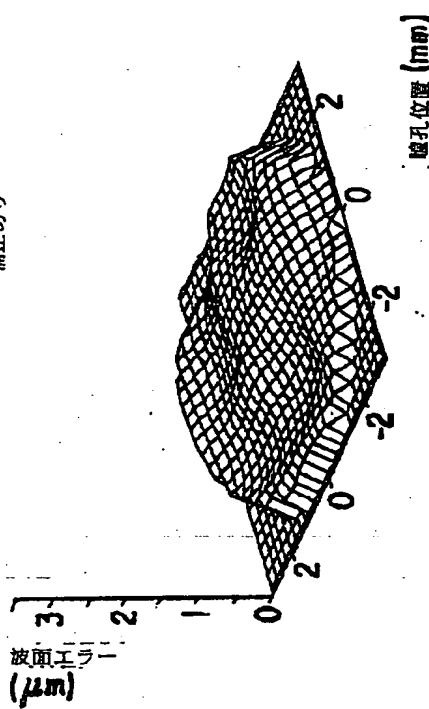


FIG. 3a

補正なし

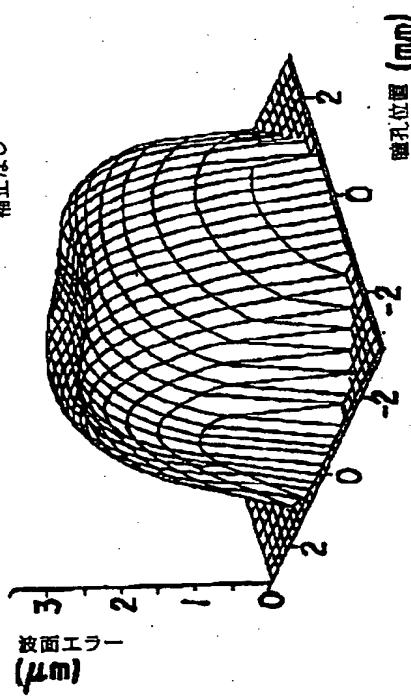


FIG. 3d

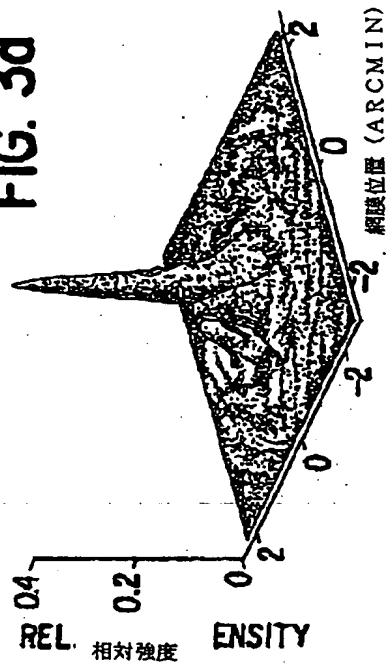
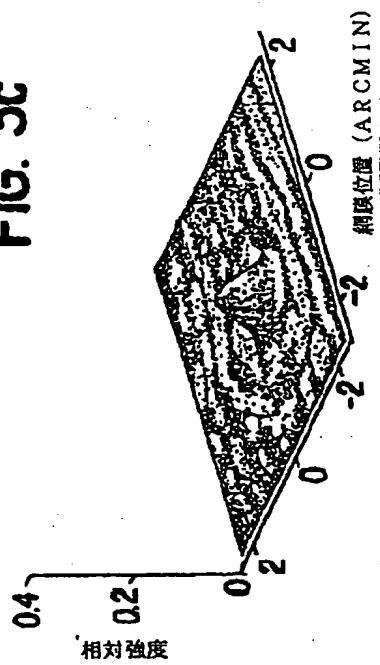


FIG. 3c



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internal Application No.
PCT/US 97/23863

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 A61B3/14 A61B3/103		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 6 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A A	DE 42 22 395 A (AMTECH) 13 January 1994 see column 4, line 10 - column 6, line 45	1,2,4,6 15-18, 20-24
A	A.W. DREHER ET AL.: "Active optical depth resolution improvement of the laser tomographic scanner" APPLIED OPTICS, vol. 28, no. 4, 15 February 1989, NEW YORK (US), pages 804-808, XP002064185 cited in the application see the whole document	1,3,9, 18,19,25
	-/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reasons (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"K" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"S" document member of the same patent family</p>		
Data of the endus completion of the international search	Data of mailing of the international search report	
14 May 1998	02/06/1998	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentdienst 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 apo nl, Fax (+31-70) 340-3016	Authorized officer Rieb, K.D.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internat.	Application No.
PCT/US 97/23863	

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	J. LIANG ET AL.: "Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor" JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, vol. 11, no. 7, July 1994, NEW YORK (US), pages 1949-1957, XP002064186 cited in the application see page 1949 - page 1952	1,2,4,6, 15,17, 18,20-22
A	EP 0 167 877 A (J. BILLE) 15 January 1986 see page 3, line 1 - line 14	1-3,7,9
A	see page 5, line 1 - line 13	17-19,25
A	see page 19, line 29 - page 24, line 19 & US 4 838 679 A (J. BILLE) cited in the application	
A	WO 87 05205 A (G. RODENSTOCK INSTRUMENTE) 11 September 1987 see page 7, line 3 - page 11, line 3	1,8,18
A		22,26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.
PCT/US 97/23863

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
DE 4222395	A 13-01-1994	NONE		
EP 167877	A 15-01-1986	DE 3422144 A DE 3584996 A JP 61071032 A US 4838679 A		19-12-1985 06-02-1992 11-04-1986 13-06-1989
WO 8705205	A 11-09-1987	DE 3607721 A DE 3638226 A DE 3776042 A DE 3776242 A WO 8705204 A EP 0260286 A EP 0259398 A JP 1500009 T JP 2593085 B JP 63503277 T DE 3776650 A WO 8803396 A EP 0290566 A JP 1501527 T JP 3051408 B US 5177511 A		10-09-1987 11-05-1988 27-02-1992 05-03-1992 11-09-1987 23-03-1988 16-03-1988 12-01-1989 19-03-1997 02-12-1988 19-03-1992 19-05-1988 17-11-1988 01-06-1989 06-08-1991 05-01-1993

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE,
DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, L
U, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF
, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE,
SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, M
W, SD, SZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY
, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AL, AM
, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY,
CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, E
S, FI, GB, GE, GH, GM, GW, HU, ID
, IL, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ,
LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, M
G, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT
, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL,
TJ, TM, TR, TT, UA, UG, UZ, VN, Y
U, ZW

(72)発明者 リアン、ジュンゾン

アメリカ合衆国 14623 ニューヨーク州
ロチェスター ホイップル パーク ク
インビー ロード 360

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.